

# Consideracions de Gènere: Monitor de Salut Prenatal

Antoni Parramon Naranjo

**Resum—** Davant la creixent preocupació sobre els biaixos de gènere en els desenvolupaments del software, han aparegut estàndards internacionals com l'IEEE P7003 [1] per fer-hi front. Des de diferents àmbits socials i acadèmics, s'ha pres consciència sobre el perill que pot causar un mal desenvolupament o disseny de programari, si es fa servir esbiaixadament, com és el cas d'alguns algoritmes d'intel·ligència artificial i big data, especialment aplicats als camps de la salut [2] o del sistema de justícia [3]. Afortunadament, des de l'àmbit de l'Enginyeria del Software, s'ha pres més i millor consciència sobre aquests reptes i es treballa en posar-hi solució.

No obstant, hi ha vida més enllà del software i, és per això que aquest treball posa el focus en la importància del disseny del hardware, proposant solucions mitjançant el disseny i implementació d'un monitor de salut prenatal, assenyalant els problemes que sorgeixen de la manca de perspectiva de gènere en els equips de treball i del propi sector.

**Paraules clau—** Consideracions de Gènere, Monitor de Salut Prenatal, Interacció Persona-Ordinador, Internet de les Coses, Sensors, Arduino, Wearables, Moviments del Bebè, Temperatura Corporal, Freqüència Cardíaca.

**Abstract—** Considering the increased concern on gender bias in software developments, international standards such as the IEEE P7003 [1] have emerged. Awareness has been raised from different social and academic fields about the damage that can be caused due to poor software design or development due to its bias, as is the case with some artificial intelligence and big data algorithms, especially those related to health care [2] or the justice system [3]. Fortunately, software engineering has become more and more aware of these challenges and is working to address them.

However, there is life beyond software development and that is why this paper focuses on the importance of hardware design, proposing solutions through the design of a prenatal monitoring device, and pointing out the problems that arise from the lack of a gender perspective in working groups and the IT sector.

**Keywords—** Gender Considerations, Prenatal Monitoring Device, Human-Computer Interaction, Internet of Things, Sensors, Arduino, Wearables, Baby Movements, Body Temperature, Heart Rate.



## 1 INTRODUCCIÓ - CONTEXT DEL TREBALL

### 1.1 Interacció Persona-Ordinador (IPO)

Per entendre bé la importància d'un treball com aquest, cal introduir primer què involucra la Interacció Persona-Ordinador (IPO).

Ja fa molts anys que es parla sobre aquesta disciplina, en què la majoria d'experts que hi treballen l'han definit com el camí que uneix l'estudi de la tecnologia amb l'estudi del comportament humà. Un camp on cal res-

pondre preguntes com: què pot fer la tecnologia?, com es construeix?, quin és el seu abast?, com utilitzen la tecnologia diferents persones?, o què en podrien fer amb la tecnologia? [4]. Com diu Terry Winograd a l'entrevista de Human-Computer Interaction, (Jenny Preece, 1994), *“El repte és obtenir el coneixement tant de la tecnologia, com de les persones, per tal de desenvolupar coses noves”* [4].

En diferents assignatures al llarg del Grau d'Enginyeria Informàtica s'ha pogut veure com els Sistemes Encastats ja formen part del nostre dia a dia en multitud de *gadgets* i dispositius diversos, integrant-se per complet a la vida diària d'aquelles persones que econòmicament en poden gaudir. Aquesta casuística em fa pensar que la tecnologia ha de néixer neutre, ja que al cap i a la fi la idea per la qual ha estat concebuda és la d'ajudar a les persones.

- E-mail de contacte: antoni.parramon@gmail.com
- Menció realitzada: Enginyeria de Computadors
- Treball tutoritzat per: Cristina Fernández-Córdoba (DEIC)
- Curs 2020/21

Però amb la informació que en disposem actualment aquesta idea és una utopia, ja que segons les dades del Ministerio de Educación y Formación Profesional més d'un 82% dels professionals de la informàtica i l'electrònica són homes [5], i això em fa reflexionar fins a quin punt un sector tant masculinitzat tindrà en compte el factor de gènere, en la interacció persona-ordinador.

És aquí on plantejo que cal treballar de valent, en fer possible que el gènere sigui part fonamental del procés de desenvolupament del hardware i per això no hi ha més remei que fer la informàtica més inclusiva, especialment garantint l'absència de biaixos, ja que si no som capaços de fer-ho possible, si només som capaços de mirar a la informàtica des de la perspectiva masculina, no aconseguirem que la nostra ciència, la informàtica, sigui millor i per a tothom.

## 1.2 Monitor de salut prenatal domèstic amb IoT i BBDD

Els wearables han evolucionat molt d'ençà que els primers prototips més rudimentaris es van començar a fer coneguts amb aquest terme. La seva tecnologia cada vegada s'ha fet més potent, amb més prestacions i cada cop menys invasiva amb la vida quotidiana, integrant-se per complet al nostre entorn fins al punt en què en determinats sectors els wearables són indispensables, com és el cas dels monitors de salut a l'esport d'alt rendiment.

La tecnologia de monitoratge de salut prenatal, tot i utilitzar sensors molt similars i estar pensada i dissenyada des de fa més de quinze anys [8], no ha arribat al consumidor amb el mateix cost ni repercussió social. Hom es pot preguntar si podria ser, que hi hagués una relació causa-efecte entre la manca de dones al sector i una falta de perspectiva de gènere, en la socialització dels costos.

Amb el prototip que es planteja en aquest document, es pretén manifestar que utilitzant la mateixa tecnologia que s'utilitza per a altres propòsits, es pot fer servir aquesta amb consideracions de gènere, i oferir un grau més d'informació, a dones embarassades.

## 2 OBJECTIUS

Segons l'Organització Mundial de la Salut, cada dia moren al món unes 830 dones per complicacions relacionades amb l'embaràs [6]. La majoria d'aquestes morts es produeixen en països en vies de desenvolupament o amb ingressos baixos i es podrien evitar. També hi ha una gran diferència entre dones amb ingressos alts i baixos i, entre la població rural i urbana. Moltes d'aquestes complicacions es podrien reduir si es disposés dels mitjans necessaris per a evitar-ho, i un monitor de salut prenatal de baix cost és quelcom necessari i útil per aquest fet.

Un dispositiu que reculli dades com les puntades del bebè, els seus moviments, la temperatura corporal i freqüència cardíaca de la mare o la saturació d'oxigen en sang, podria ajudar a reduir aquesta xifra, i això ens indica que hi ha una necessitat insatisfeta sobre l'autocontrol

prenatal. De la mateixa forma que qualsevol persona pot comprar un test d'embaràs per un cost mínim a la farmàcia, amb un cert grau de precisió, poder disposar d'un dispositiu com aquest podria oferir un grau més de seguretat mèdica a les dones embarassades [11] [12].

Si posem per exemple un pulsímetre o monitor de ritme cardíac, en podem trobar opcions al mercat per un preu molt baix, mentre que els equipaments mèdics requereixen d'inversions molt superiors. És aquí on pretén ajudar aquest projecte, en dissenyar el prototip d'un dispositiu de consum a un cost similar als wearables de caràcter esportiu, per disposar d'informació i dades sobre la salut prenatal dels bebès. No obstant, degut a les característiques tècniques dels sensors que s'utilitzaran, no podem esperar d'aquest dispositiu un aparell de precisió, ja que per això ja hi ha dispositius mèdics específics.

## 3 ESTAT DE L'ART

Una dada a tenir present a l'hora de dissenyar un monitor de salut prenatal domèstic, és que un 80% de la població està disposada a portar wearables ja sigui per a propòsits de salut o esportius [7]. Aquesta dada és prou rellevant com per utilitzar-la d'argument, i exposar el perquè del buit de mercat respecte dels dispositius d'anàlisi prenatal que segons les estadístiques no s'hauria de produir.

Cal destacar la rellevància dels sensors per monitorar constants vitals [25] [26] [29] [30], tot i que és necessari fer una diferència entre el que són dispositius mèdics i els de consum [9], ja que sí que és cert que en medicina es fan molts avanços, però és en el disseny de productes finals al consumidor on es produeix la bretxa més agreujant, on només el 5% [11] dels dispositius arriben a ser validats per al mercat de consum, com és el cas del dispositiu INVU de Nuvo [10] que monitoritza només la freqüència cardíaca i en el que es fonamenta el prototip d'aquest article.

## 4 METODOLOGIA

Per poder arribar a assolir de la forma més eficient possible aquest projecte, s'han establert un conjunt de normes basades en les metodologies d'Agile i Kanban. Aquestes normes han permès dur a terme una planificació i un seguiment sobre el projecte, fet que ha estat imprescindible per saber si el temps plantejat inicialment es seguia degudament. Aquesta metodologia s'ha basat en la descripció d'objectius, anomenats fites, a les que se li han assignat un temps d'implementació i un estat. Això ha ajudat a indicar en quina fase del flux de treball es trobava la fita.

Destacar que aquest procés s'ha realitzat mitjançant el taulell de l'eina Trello, veure la Figura 2, i la utilització de columnes per identificar cadascun dels 5 estats d'una fita, visibles a la Figura 1, i detallats a continuació:



Fig. 1: Flux de treball utilitzat durant tot el projecte.

- **Objectiu/Fita:** Tots els objectius i fites d'aquest projecte s'han pensat en les fases prèvies de disseny que és quan es planifiquen per a ser treballades o desenvolupades. Aquestes han estat consensuades amb l'stakeholder, que en aquest projecte ha estat la tutora del TFG. Cadascuna d'aquestes tasques ha quedat detallada amb el temps i la data de finalització. Dins d'un objectiu o fita hi podien haver-hi sub-tasques d'acompliment per a poder-la finalitzar.
- **Pendent:** Quan una de les fites establertes a la planificació no s'ha començat a treballar de forma directa, però s'ha entrat al període de temps on s'hauria de començar a treballar-hi, passa a tenir l'estat "Pendent". Aquest estat permet saber la quantitat de treball que resta com a pendent a l'sprint de les properes setmanes.
- **En Progrés:** Quan es comença a treballar amb una fita, aquesta passa a l'estat "En Progrés". Dins d'aquest estat, la tasca pot anar rebent comentaris del treball derivat de la seva realització. El més important d'aquest estat és que no es podrà excedir el temps establert a la planificació, de ser així caldrà tornar a replanificar-la i posar-la a "Pendent". Un cop finalitzada la tasca passarà a "Correcció".
- **Correcció:** Aquest estat serveix per construir el guió de reunió amb l'stakeholder. Totes les tasques amb l'estat de "Correcció" s'aprovaran i finalitzaran un cop feta la reunió. Si la tasca no queda aprovada es replanificarà com a "Pendent" afegint als comentaris tota la correcció i establint de nou una nova data. Si queda aprovada, passarà a "Finalitzada".
- **Finalitzada:** Una fita en aquest estat significa que ja forma part definitiva del projecte i no podrà ser modificada. Si una tasca "Finalitzada" s'ha de tornar a marcar com a "Pendent", s'haurà de fer creant una nova "Fita", en cap cas es podrà canviar l'estat d'una tasca "Finalitzada".

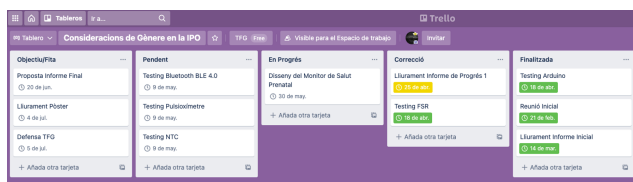


Fig. 2: Captura del Trello amb les tasques a realitzar.

## 5 DISSENY DEL SISTEMA

Una de les parts més importants a l'hora de fer qualsevol projecte, és detallar i ser precís en el disseny del sistema. És doncs en aquest punt on es documenten tècnicament les funcionalitats de tot el prototip, que ens ha de servir com

a guia per a la seva posterior maquetació. Aquesta secció està separada en les fases d'anàlisi de requisits, diagrama de blocs, fitxa tècnica, disseny i implementació, connexions entre hardware i software i finalment la proposta del prototipat.

### 5.1 ANÀLISI REQUISITS

A continuació, a la Taula 1, s'enumeren els requisits funcionals. Aquests descriuen la interacció entre el prototip i l'usuari, així com amb els altres elements externs que hi interactuen.

ID	Descripció de Requisits Funcionals	Prioritat
RF1	El monitor ha de mesurar la temperatura corporal.	Essencial
RF2	El monitor ha de detectar les puntades de peu.	Essencial
RF3	El monitor ha de mesurar el ritme cardíac.	Essencial
RF4	El monitor ha de mesurar la saturació d'oxigen (SpO2).	Essencial
RF5	El monitor ha de detectar els moviments de la panxa.	Essencial
RF6	El monitor ha d'enviar les dades per bluetooth.	Condicional
RF7	El monitor s'alimentarà amb una pila de 9V.	Condicional
RF8	El monitor guardarà les dades a una BBDD.	Opcional
RF9	El monitor farà dues lectures cada segon.	Opcional

TAULA 1: REQUISITS FUNCIONALS.

Els requisits no funcionals, enumerats a la Taula 2, descriuen els aspectes del sistema que l'usuari no necessàriament ha de saber que hi són i que no mantenen una relació directa amb el comportament funcional del sistema.

ID	Descripció de Requisits No Funcionals	Prioritat
RNF1	El microcontrolador necessitarà 5 entrades analògiques.	Essencial
RNF2	El microcontrolador necessitarà 1 entrada TX i RX (UART).	Essencial
RNF3	El microcontrolador necessitarà 1 entrada SDA i SCL (I2C).	Essencial
RNF4	El microcontrolador necessitarà 2,5KB de memòria SRAM.	Essencial
RNF5	El microcontrolador alimentarà mitjançant 3,3V i 5V.	Essencial
RNF6	El bluetooth es connectarà a un node amb internet.	Condicional
RNF7	El sensor NTC funcionarà a temperatures de 30 a 45°C.	Condicional
RNF8	El sensor FSR funcionarà a un rang d'entre 20g i 5Kg.	Opcional
RNF9	El sensor SpO2 mesurarà a un rang de temperatura corporal.	Opcional
RNF10	El sensor acceleròmetre detectarà els 3 eixos XYZ.	Opcional

TAULA 2: REQUISITS NO FUNCIONALS.

Finalment, a la Taula 3, s'enumeren un conjunt de requisits tècnics, que involucren a tot el sistema, i no només al prototip sinó també a la plataforma que emmagatzema les dades. Aquests conformen l'acord de mínims que garantiran que el dispositiu sigui funcional.

ID	Descripció de Requisits Tècnics	Prioritat
RT1	Les dades s'enviaran mitjançant la UART amb Bluetooth.	Essencial
RT2	S'utilitzarà <i>Arduino IDE</i> per fer la programació.	Essencial
RT3	Es disposarà d'una BBDD al núvol per guardar les dades.	Essencial
RT4	La BBDD utilitzarà codi SQL sota el SGBD de MySQL.	Essencial
RT5	Les dades s'enviaran en temps real a la BBDD.	Essencial
RT6	L'aplicació que rep les dades Bluetooth es basarà en web.	Essencial
RT7	L'aplicació web requereix d'un certificat SSL per funcionar.	Essencial
RT8	L'aplicació web requereix d'un navegador amb Google Chrome.	Essencial

TAULA 3: REQUISITS TÈCNICS.

### 5.2 DIAGRAMA DE BLOCS

Després de la descripció dels requisits del monitor de salut prenatal, s'explica a continuació com s'interconnecten tots els sensors i dispositius que permetran el correcte funcionament del dispositiu. El monitor utilitzarà un total de 6

sensors, 4 de diferents, els quals es connectaran mitjançant les sortides analògiques i el bus I<sup>2</sup>C, descrits a la Figura 3.

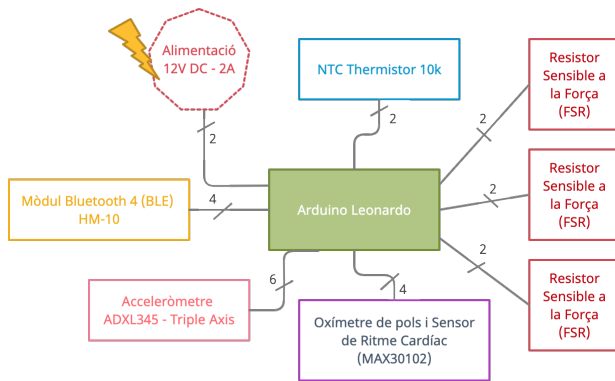


Fig. 3: Diagrama de blocs del monitor de salut prenatal.

Si entrem en detall als elements de la Figura 3, podem veure que fem servir un termistor NTC amb una resistència de 10K ohms que ens serveix per mesurar la temperatura corporal de la panxa de la mare. El monitor compta amb tres resistors sensibles a la força (FSR) que ens indiquen els moviments i les puntades de peu del bebè que, juntament amb la informació de l'acceleròmetre, ens permet obtenir unes dades més eficients d'aquestes puntades de peu i moviments. El monitor també disposa d'un pulsioxímetre, és a dir un sensor de ritme cardíac i de saturació d'oxigen en sang (SpO<sub>2</sub>), i d'un mòdul bluetooth amb el qual podem enviar tota la informació al nostre equip, per tal de poder enregistrar totes les dades a la base de dades del programa.

### 5.3 FITXA TÈCNICA

Per fer la descripció de la fitxa tècnica del monitor es detalla en primer lloc un llistat dels components que es faran servir per al disseny del prototip. Aquesta llista es pot visualitzar a la Taula 4. Per al prototip d'aquest document es faran servir components disponibles a diferents proveïdors de consum, ja que el disseny del mateix no està enfocat a ser industrial sinó d'utilització quotidiana mitjançant elements ja existents al mercat amb un cost total del hardware inferior als 30€.

Nº	Component Hardware	U.	Cost	Proveïdor
1	Arduino Leonardo R3 (ATMEGA32U4)	1	2,98€	Alibaba
2	NTC Thermistor 10K (NTCLE100E3103JB0)	1	0,48€	RS Componentes
3	Force Sensitive Resistor (Ohmite FSR06CE)	3	16,27€	RS Componentes
4	Oxímetre i Sensor de Ritme Cardíac (MAX30102)	1	1,39€	AliExpress
5	Acceleròmetre Tres-Eixos (ADXL345)	1	0,70€	HobbyKing
6	Bluetooth 4 BLE (HM-10)	1	1,93€	AliExpress
7	Contacte Pila 9V (185-4790)	1	0,03€	AliExpress
<b>PREU TOTAL: 23,78€</b>				

TAULA 4: FITXA TÈCNICA DELS COMPONENTS.  
Preus consultats el 14/04/21

L'acoblament de tots els components no requereix que es faci a una PCB (*Printed Circuit Board*), ja que la idea d'aquest prototip és que sigui un cinturó amb 3 bandes que permeti recopilar el màxim d'informació possible. Per aquest

propòsit tots els connectors estaran soldats directament a la placa *Arduino Leonardo*.

A la Figura 4 es pot veure un dibuix esquemàtic sobre com estaria acoblat tot el monitor de salut i la distribució dels 7 components que l'integren. Els números de la figura corresponen als elements de la Taula 4.

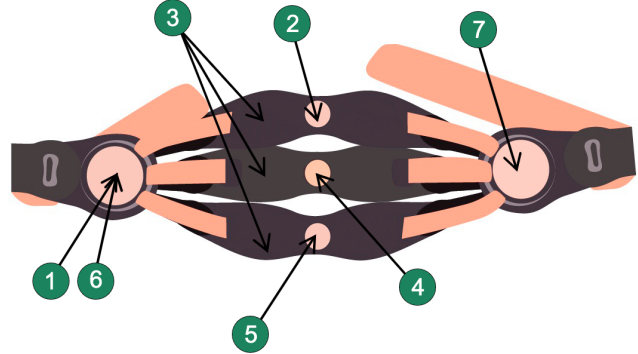


Fig. 4: Disseny del monitor de salut prenatal.

Per a fer més completa la fitxa tècnica, també és necessari detallar les característiques de tots els elements utilitzats al monitor, ja que d'aquesta forma podem contrastar que tots els elements són compatibles amb la placa utilitzada i que posteriorment es podran identificar fàcilment a la Secció 5.6.

#### 5.3.1 Arduino Leonardo R3 - ATMEGA32U4

Aquest microcontrolador està basat en el CMOS *ATmega32u4*. Disposa de 20 pins d'E/S digitals, dels quals 8 es poden utilitzar com a sortides PWM (Modulació per Amplada de Polsos) i 12 com entrades analògiques. Disposa de connexió micro-USB, alimentació, entrada ICSP (In Chip Serial Programmer) per accedir a la memòria flash i un botó de reiniciar. A la Taula 5 hi podem veure les seves característiques i a la Figura 5 el seu diagrama de connectivitat.

Característica	Unitat	Dada
Microcontrolador	-	ATmega32u4
Voltatge operacional	Volts	5
Voltatge d'entrada (recomanat)	Volts	7-12
Voltatge d'entrada (límit)	Volts	6-20
Pins E/S Digitals	-	20 Pins
Canals PWM	-	7 Canals
Canals d'entrada Analògics	-	12 Canals
DC dels pins d'E/S	mA	40
DC pels pins de 3.3V	mA	50
Memòria Flash	KB	32 (ATmega32u4)
SRAM	KB	2,5 (ATmega32u4)
EEPROM	KB	1 (ATmega32u4)
Freqüència del Relotge	MHz	16
Llargada de la placa	mil.límetres	68,6
Amplada de la placa	mil.límetres	53,3
Pes de la placa	grams	20

TAULA 5: CARACTERÍSTIQUES ARDUINO LEONARDO R3 [14].

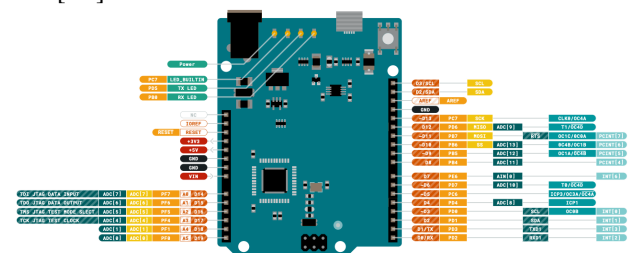


Fig. 5: Diagrama de connectivitat Arduino Leonardo [15].



### 5.3.2 NTC Thermistor 10K - NTCLE100E3103JB0

Els termistors NTC (Coeficient Negatiu de Temperatura) funcionen mitjançant la disminució del valor òhmic d'una resistència elèctrica quan es produeix un augment de temperatura. El sensor es basa en un xip NTC soldat a dos fils xapats en coure, està recobert d'una base de color gris i disposa d'un codi de colors per identificar-ho. El recobriment no té cap aïllament específic. A la Taula 6 hi podem veure les seves característiques i a la Figura 6 el seu diagrama de connectivitat.

Característica	Unitat	Dada
Valor de resistència a 25°C	$\Omega$	3.3 a 470K
Tolerància al valor R25	%	$\pm 2$ ; $\pm 3$ ; $\pm 5$
Valor B25/85	K	2880 a 4570
Tolerància al valor B25/85	%	$\pm 0.5$ a $\pm 3$
Rang de temperatura operable	°C	-40 a +125
Temps de resposta	segons	$\approx 1.2$
Constant de temps tèrmic $\tau$	segons	15
Factor de dissipació $\delta$	mW/K	7
Dissipació de potència a 55°C	mW	500
Cat. climàtica (LCT/UCT/dies)	-	40 / 125 / 56
Pes	grams	$\approx 0.3$
Dimensions	mil·límetres	6 x 24

TAULA 6: CARACTERÍSTIQUES DEL TERMISTOR NTC [16].

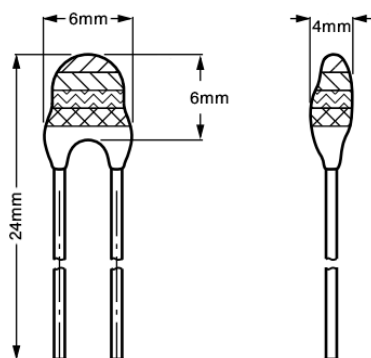


Fig. 6: Diagrama de connectivitat del sensor NTC [16].

### 5.3.3 Force Sensitive Resistor - Ohmite FSR06CE

El sensor FSR (Resistència Sensible a la Força) funciona mitjançant la resistència dinàmica en relació amb la quantitat de força aplicada, és a dir, com més força s'aplica a la superfície del sensor, menor serà la resistència. Aquest tipus de sensors no estan pensats per a mesurar un pes específic ni d'alta precisió. El format escollit és FSR02 en forma de tira allargada. A la Taula 7 hi podem veure les seves característiques i a la Figura 7 el seu diagrama de connectivitat.

Característica	Unitat	Dada
Força d'acció mínima	grams	< 20
Rang de força màxima	kilograms	5
Temperatura de funcionament	°C	-20 a +85
Àrea d'actuació	mil·límetres	604.60 x 10.20
Dimensions	mil·límetres	623 x 16

TAULA 7: CARACTERÍSTIQUES DELS SENSOR FSR [17].

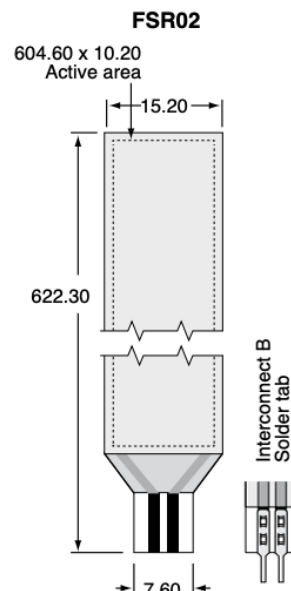


Fig. 7: Diagrama de connectivitat del sensor FSR [17].

### 5.3.4 Oxímetre i Sensor de Ritme Cardíac - MAX30102

El sensor de Maxim Integrated, és un mòdul integrat d'oximetria de pulsos i de freqüència cardíaca. La pulsioximetria és un mètode no invasiu, que permet mesurar el percentatge de saturació d'oxigen de l'hemoglobina (SpO2) en sang mitjançant un circuit fotoelèctric. El sensor emet llum al cos i mesura la quantitat de llum reflectida. A la Taula 8 hi podem veure les seves característiques i a la Figura 8 el seu diagrama de connectivitat.

Característica	Unitat	Dada
Sensor Integrat	-	MAX30102
Voltatge operacional	volts	5
Regulador de voltatge	volts	3.3 (1.8V a placa)
Protocol de comunicació	-	I2C
LED Vermell	nanòmetres	660
LED Infraroig	nanòmetres	880
Filtre de llum	Hz	Entre 50 i 60
ADC delta sigma	bits	fins a 16 bits
Temperatura de funcionament	°C	-40°C fins a +85
Dimensions	mil·límetres	14 x 17

TAULA 8: CARACTERÍSTIQUES DEL SENSOR MAX30102 [18].

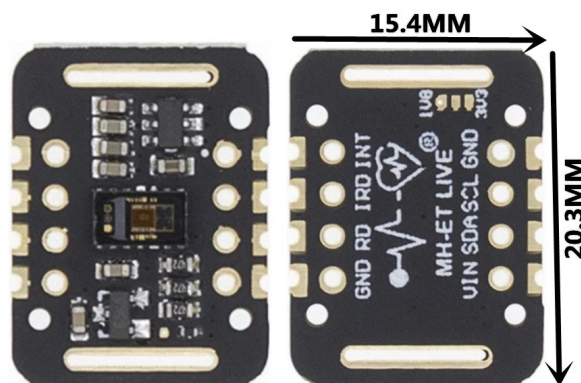


Fig. 8: Diagrama de connectivitat, sensor MAX30102 [19].

### 5.3.5 Acceleròmetre Digital de 3-Eixos - ADXL345

L'acceleròmetre ADXL345 capacitat micro-mecanitzat compta amb 3 eixos independents amb grau de llibertat (3 DOF). Aquest sensor detecta l'acceleració en els eixos X, Y i Z on també és possible determinar l'orientació del mateix gràcies a la força de la gravetat. Aquest dispositiu és de baix consum i es pot comunicar mitjançant el bus SPI o I<sup>2</sup>C. A la Taula 9 hi podem veure les seves característiques i a la Figura 9 el seu diagrama de connectivitat.

Característica	Unitat	Dada
Voltatge operacional	volts	2 a 3.6
Protocol de comunicació	-	I <sup>2</sup> C i SPI
Regulador de voltatge	volts	1.7 a $V_S$
Rang de mesura seleccionable	bits	$\pm 2, 4, 8$ i 16
Pins per interrupcions	-	2 (INT1 i INT2)
Detecció de caiguda lliure	-	Si
Temperatura de funcionament	°C	-40 fins a +85
Dimensions	mil·límetres	25 x 19

TAULA 9: CARACTERÍSTIQUES DEL SENSOR ADXL345 [20].

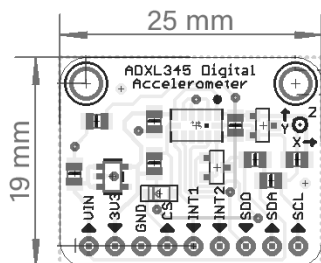


Fig. 9: Diagrama de connectivitat, sensor ADXL345 [21].

### 5.3.6 Bluetooth 4 BLE - HM10

El mòdul Bluetooth HM-10 ens ofereix connectivitat entre els sensors connectats al microcontrolador *Arduino Leonardo* i el nostre node extern, ja sigui un mòbil o un ordinador, mitjançant el port serie del dispositiu. Aquesta connexió remota es farà mitjançant la UART amb els pins RX i TX. A la Taula 10 hi podem veure les seves característiques i a la Figura 10 el seu diagrama de connectivitat.

Característica	Unitat	Dada
Xip integrat (Texas Instruments)	-	CC2541
Protocol de comunicació	-	UART TTL
Voltatge operacional	volts	3.3 a 5
Corrent operacional	mA	8.5
Corrent en mode baix consum	uA/mA	60uA 1.5mA
Distància d'abast	metres	< 100
Baudrate per defecte	baud/s	9600
Freqüència	GHz	Banda ISM 2,4
Modulació	-	GFSK
Potència RF	dBm	-23, -6, 0, 6
Seguretat	Autenticació d'usuari i Encriptació	
Dimensions	mil·límetres	30 x 25

TAULA 10: CARACTERÍSTIQUES DEL SENSOR HM-10 [22].

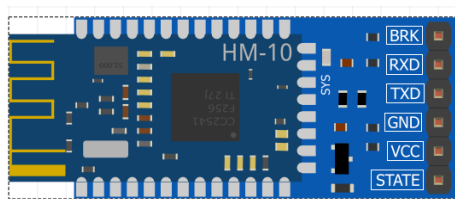


Fig. 10: Diagrama de connectivitat, sensor HM-10 [23].

### 5.3.7 Contacte Pila 9V

Aquest suport s'utilitzarà per a una pila d'acoblament a pressió de 9V i disposa d'un encaix de 6 clavilles al pol positiu de la pila. A la Taula 11 hi podem veure les seves característiques i a la Figura 11 el seu diagrama de connectivitat.

Característica	Unitat	Dada
Material de Cobertura	-	PVC
Mida del cable	AWG	26
Dimensions	mil·límetres	25 x 12,5

TAULA 11: CARACTERÍSTIQUES DEL CONTACTE DE LA PILA [24].

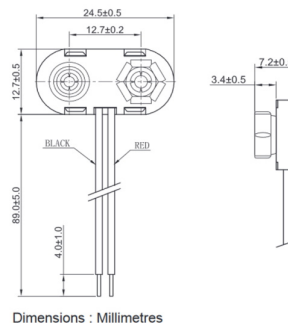


Fig. 11: Diagrama de connectivitat del contacte de la pila [24].

## 5.4 DISSENY I IMPLEMENTACIÓ

Per a dissenyar un monitor de salut prenatal, ho podem plantejar de moltes formes diferents, ja que hi ha infinites combinacions entre els diferents sensors a utilitzar així com centenars de microcontroladors diferents d'igual forma que si ho volguéssim realitzar mitjançant un microprocessador.

Per aquest cas en concret, l'objectiu del disseny es basa en demostrar i refutar que un dispositiu com aquest tingui un cost tan elevat com per no produir-ho i fabricar-ho comercialment per a l'ús quotidià. És per això que en l'elecció dels components i el seu disseny es procura en tot moment minimitzar al màxim els costos dels components.

### 5.4.1 Disseny Hardware

A continuació, s'explica detalladament el motiu pel qual s'ha seleccionat cada dispositiu des d'una perspectiva científica, així com les característiques que n'utilitzarem de cadascun dels sensors descrits a la secció 5.3.

#### 5.4.1.1 Arduino Leonardo R3 - ATMEGA32U4

El microcontrolador escollit garanteix que tots els elements que hi volem connectar es puguin comunicar per recopilar la informació i enviar-la mitjançant Bluetooth al node central que és qui emmagatzema la informació a la base de dades. Tal com queda explicat al diagrama de blocs de la Secció 5.2, el nostre monitor necessita utilitzar 4 sortides analògiques [A0...A3] així com 4 de digitals PWM [D0...D3] i els pins +3V3, +5V, GND i VIN. Una placa d'Arduino UNO podria ser compatible amb el projecte, però les connexions a utilitzar no serien les mateixes i les seves funcionalitats es veurien limitades perquè els pins de connexió són diferents i aquesta té menys memòria SRAM.

#### 5.4.1.2 NTC Thermistor 10K - NTCLE100E3103JB0

Els sensors NTC són ideals per a monitoritzar temperatures no lineals i la seva resistència ens permet mesurar amb prou precisió la temperatura corporal d'una persona [25] ja que el seu grau d'error acostuma a ser d'entre 0,1°C a 1°C, en el pitjor dels casos. Molts dispositius electrònics de mesura digital ja incorporen un NTC com ho són per exemple, els DHT11 o DHT22, que serien massa grans pel cas, igual que un LM35, que sí que podríem utilitzar per obtenir un major grau de precisió, tot i que, per contrapartida també incrementaríem el preu final, així com el consum energètic. Connectarem aquest sensor a la primera de les 4 entrades analògiques, segons s'especifica a la Taula 13.

#### 5.4.1.3 Force Sensitive Resistor - Ohmite FSR06CE

El cas dels sensors de força mitjançant resistència és potser el més controvertit [26]. Aquests sensors funcionen mitjançant la variació de la resistència generada per la força aplicada sobre la superfície. Si pensem en el ventre d'una dona embarassada, hem de pensar en el seu creixement durant els mesos, i per això la utilització d'aquests sensors ens permetrà crear les tres bandes del cinturó del dispositiu (Figura 4). Així, a mesura que el bebè es va fent més gran, el dispositiu es podrà anar adaptant al perímetre abdominal. Cert és que el més ideal per identificar les puntades seria un sensor en format de matriu utilitzant e-tèxtils [27], mitjançant el qual s'identifiqués la zona exacta del ventre on s'ha produït el cop. De totes formes, avui dia, aquests components no són accessibles al consumidor final i els que ho són tenen un cost massa elevat per aquest prototip [28]. El model a utilitzar és el format allargat en forma de tira, que ens permetrà rodejar la cintura en 3 punts concrets (superior, mig i inferior) i que es connectarà a tres de les 4 sortides analògiques, segons s'especifica a la Taula 13. Una alternativa al model podria ser la utilització dels FSR en format rodó però amb això disminuiríem l'àrea d'observació i necessitaríem afegir-hi més sensors.

#### 5.4.1.4 Oxímetre i Sensor de Ritme Cardíac - MAX30102

L'oxímetre de pols o també anomenat pulsioxímetre ha esdevingut molt rellevant a causa d'un dels símptomes més peculiars de la COVID-19, la hipòxia silenciosa [31] més coneguda com deficiència d'oxigen en sang. Aquest dispositiu, dissenyat per Maxim Integrated, ens permet mesurar la saturació d'oxigen en sang i disposa també d'un monitor de freqüència cardíaca, dues dades importants en el monitoratge de salut, que es transmetran mitjançant el bus I<sup>2</sup>C, connectat a 2 dels 4 pins digitals. Gràcies a l'arquitectura de funcionament, del mateix bus de comunicacions en sèrie, es podrà compartir el bus amb altres sensors.

#### 5.4.1.5 Acceleròmetre Digital de 3-Eixos - ADXL345

Un dels dispositius més comuns en molts dissenys és l'acceleròmetre. N'hi ha de moltes menes i aquests poden mesurar l'acceleració en un, dos o tres eixos ortogonals. Per aquest monitor de salut prenatal, necessitem monitorar correctament els moviments del fetus produït a la zona més

propera de l'úter, on hi haurà la tercera banda del cinturó. Aquests moviments són similars a les puntades de peu i es comencen a produir a partir del quart mes d'embaràs. Mitjançant la recopilació d'aquestes dades del moviment fetal, es podrà fer una predicció mèdica més acurada del desenvolupament del bebè [29]. Generalment aquesta informació s'obté mitjançant mètodes més invasius o una ecografia, que té un cost molt més elevat, però que amb un acceleròmetre també podem aconseguir [30]. L'ADXL345 és un sensor petit, discret i de baix consum, que es connecta mitjançant el bus I<sup>2</sup>C, connectat a 2 dels 4 pins digitals, segons s'especifica a la Taula 13. Gràcies a l'arquitectura de funcionament del mateix bus de comunicacions en sèrie, es pot compartir el bus amb altres sensors.

#### 5.4.1.6 Bluetooth 4 BLE - HM10

Si pensem en el monitor de salut prenatal com a un dispositiu wearable, hem de tenir present que aquest ha de poder actuar de forma autònoma sense la necessitat d'estar connectat al node que faci d'ordinador intermediari amb la base de dades. Per aquest propòsit utilitzar un dispositiu Bluetooth de baix consum com el HM10 és imprescindible en el nostre prototip. Aquest mòdul ens permetrà comunicar-nos amb el nostre node mitjançant una comunicació en sèrie (UART) a través dels pins RX i TX, connectant a 2 dels 4 pins digitals de la nostra placa, per a aquest propòsit.

#### 5.4.1.7 Contacte Pila 9V

Potser és el component més simple, però no per això menys important. El connector amb la bateria que ens oferirà que el nostre sistema pugui ser sense fils. Aquest dispositiu genèric ens permetrà alimentar la placa Arduino Leonardo mitjançant la utilització d'una pila de 9V. El sistema d'acoblament és senzill de connectar i fàcil de reemplaçar. És de molt baix cost i compleix amb el propòsit estipulat, tot i que en cas de necessitar que el dispositiu tingui major continuïtat es pot reemplaçar per un adaptador a una bateria externa. Aquest component ens permetrà establir la duració en actiu de tot el sistema ja que podem saber-ne la capacitat i el consum.

Component Hardware	Consum màxim
Arduino Leonardo	50 mA
NTCLE100E3103JB0	2 mA
Ohmite FSR06CE	3 (1+1+1) mA
MAX30102	20 mA
ADXL345	140 $\mu$ A
HM-10	8,5 mA
CONSUM TOTAL	$\approx$ 66 mA

TAULA 12: TAULA DE CONSUMS EN AMPERES.

Amb un consum de 66mA, com podem veure a la Taula 12, i fent servir una pila de 9V i 850mAh podem calcular que el temps de duració, en actiu i a màxima capacitat, és aproximadament de 12 hores:

$$TempsActiu = 850mAh / 66mA = 12,88h$$

Hem de pensar que aquest és el temps de duració a màxim rendiment i que podrà variar en funció de la quantitat de mesures per minut que vulguem prendre.

### 5.4.2 Disseny Firmware

Per tal de fer una aproximació a l'esquema del firmware amb el que treballa el nostre dispositiu, s'ha dissenyat un algoritme per entendre com ha d'actuar el nostre sistema davant de cada situació i com interactua el software del nostre sistema, amb el hardware. Aquest algoritme està basat en tasques, cues i interrupcions així com la interacció entre elles, com es pot veure la Figura 12.

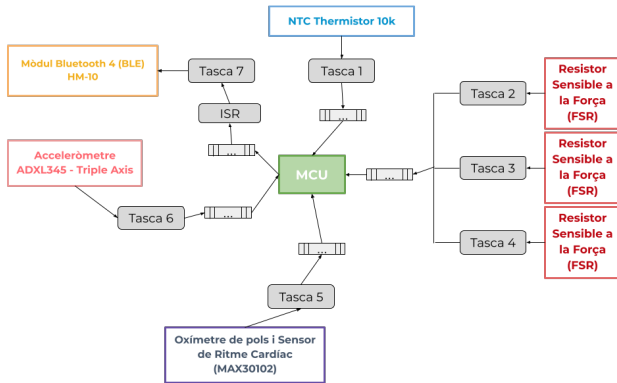


Fig. 12: Disseny firmware de les cues i tasques.

- **Tasca 1:** Lectura cada 1s del sensor NTC i enviar les dades a la cua.
- **Tasca 2:** Lectura cada 100ms del sensor FSR superior i enviament de les dades a la cua.
- **Tasca 3:** Lectura cada 100ms del sensor FSR del mig i enviament de les dades a la cua.
- **Tasca 4:** Lectura cada 100ms del sensor FSR inferior i enviament de les dades a la cua.
- **Tasca 5:** Lectura cada 60 segons del pulsioxímetre i enviament de les dades a la cua.
- **Tasca 6:** Lectura cada 100ms dels valors de l'acceleròmetre i enviament de les dades a la cua.
- **Tasca 7:** Enviament de totes les dades des del microcontrolador al bluetooth per reenviar-les mitjançant UART al node connectat.

## 5.5 CONNEXIONS ENTRE HARDWARE I SOFTWARE

No podem parlar de les connexions entre hardware i software sense introduir primer què és l'*Internet of Things* o, com es coneix en català, l'Internet de les Coses. Aquest concepte es defineix com a la interconnexió digital entre diferents elements del nostre entorn amb Internet, i com a objectiu final, obtenir un control o rebre informació, sobre aquell element o dispositiu [32].

El nostre monitor de salut prenatal té com a objectiu transferir totes les dades que recullen els sensors que hi té connectat, a una base de dades, per tal que aquestes puguin ser interpretades per un equip més gran i amb experts en salut.

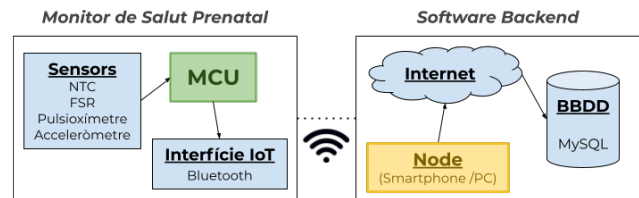


Fig. 13: Connexions entre Hardware i Software.

El microcontrolador es basa en una arquitectura client-servidor, per fer l'enviament de les dades des de l'Arduino i mitjançant bluetooth a un node que disposi de connexió a Internet. El node fa d'intermediari per a mostrar i emmagatzemar les dades obtingudes a una base de dades.

## 5.6 PROPOSTA DE PROTOTIPAT

Per tal de fer possible la funcionalitat de tots els elements cal que estiguin connectats als pins corresponents de la placa Arduino Leonardo. Això és degut a que no tots els pins de la placa són genèrics sinó que cadascun té un propòsit concret (Figura 5). Per això connectar degudament cada element és essencial per no malmetre o deixar sense funcionalitat el sensor.

A la Taula 13 es mostra on s'han de connectar i la relació entre els components i els pins de la placa. Cal tenir present que dos dels sensors fan servir el bus I<sup>2</sup>C i per això l'acceleròmetre i l'pulsioxímetre es connecten als mateixos pins, però amb diferents voltatges per a cada sensor.

Component Hardware	Pins	Motiu
NTCLE100E3103JB0	A3, GND	Dades i terra.
Ohmite FSR06CE	A0, A1, A2, GND	Dades i terra.
MAX30102	D2,D3,5V,GND	Bus I <sup>2</sup> C i alimentació.
ADXL345	D2,D3,3V3,GND	Bus I <sup>2</sup> C i alimentació.
HM-10	D0,D1,5V,GND	Interfície UART i alimentació.
Contacte Pila 9V	Vin, GND	Alimentació i terra.

TAULA 13: TAULA DE CONNECTIVITAT HARDWARE.

### 5.6.1 Esquema de connectivitat del monitor

Per a poder veure gràficament aquesta connectivitat podem veure'n l'esquema a la Figura 14.

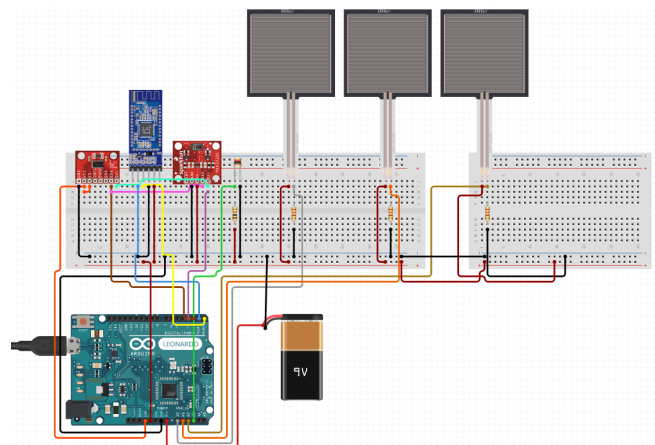


Fig. 14: Connectivitat del monitor de salut [13].



## 6 RESULTATS

Després de prototipar el disseny del sistema passem a explicar els resultats obtinguts. Aquests es presenten en dues parts identificades a la Figura 13 com, *Monitor de Salut Prenatal* i *Software Backend*. La primera part fa referència al muntatge del prototip i la programació, mitjançant l'Arduino IDE, del codi necessari per a fer funcionar el monitor de salut prenatal. La segona part, fa referència a l'aplicació web desenvolupada en Vue.js i al servei de l'API REST allotjada al servidor, per tal d'emmagatzemar les dades a la base de dades MySQL.

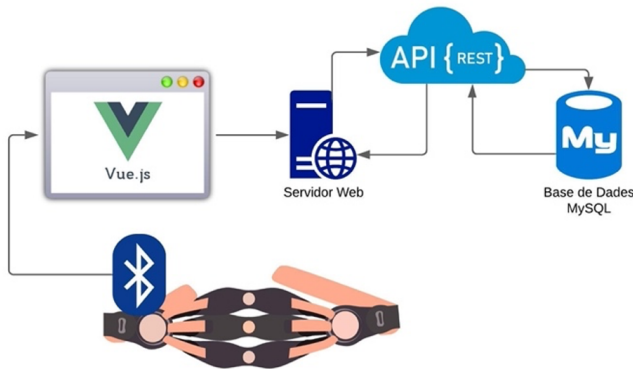


Fig. 15: Esquema de funcionament de tot el sistema.

### 6.1 Monitor de Salut Prenatal

Per fer el desenvolupament del programa amb Arduino s'ha seguit una metodologia de programació incremental. Aquesta ha estat imprescindible perquè cadascun dels sensors es pogués programar seguint el conjunt de requisits de les seves llibreries, ja que a causa de les diferències en les característiques de tots ells, és necessari testear-les a mesura que s'uneixen amb altres sensors. Així doncs, començant pels sensors més bàsics (FSR i NTC), s'ha anat afegint totes les funcionalitats al prototip.

Un cop enllestida la versió del programa amb Arduino i verificat que a la protoboard i a la consola serial es mostra totes les dades dels sensors (A.1), s'ha consolidat el prototip mitjançant la fabricació dels patrons amb roba per a fer el cinturó de la Figura 4. Aconseguida la maqueta amb roba, s'ha cablejat sencera (A.4) i soldat els components (A.2) a la placa, obtenint com a resultat el wearable que es mostra a la Figura 16.

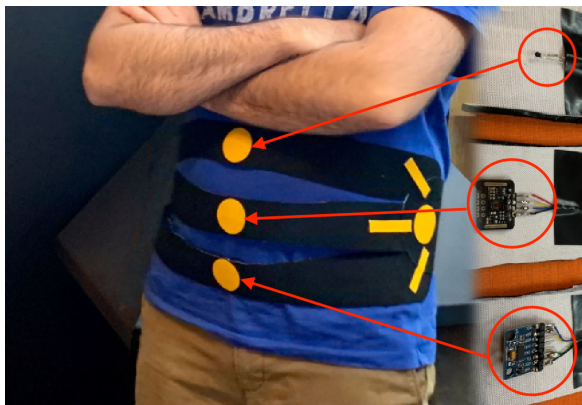


Fig. 16: Maqueta amb els sensors soldats al cinturó.

### 6.2 Software Backend

Aquesta part del desenvolupament és la més elaborada degut a les complicacions derivades de l'enviament i recepció de dades mitjançant la interfície UART. Per poder establir una connectivitat Bluetooth mitjançant el navegador, ha estat necessària l'API Web de Bluetooth [33]. Això ha comportat fer servir una funcionalitat experimental dels navegadors web trobant problemes de compatibilitat amb algunes versions d'aquests. No obstant això, l'aplicació és completament funcional amb Google Chrome, Edge i Opera i accessible des de <https://tparramon.github.io/monitor-salut-prenatal/>. A tall d'exemple, en podem veure el seu funcionament a la Figura 17.



Fig. 17: Frontend de l'aplicació Vue.js amb valors obtinguts dels sensors del monitor.

## 7 CONCLUSIONS

M'agrada pensar que les conclusions d'un projecte tenen sempre més a veure amb una proposta de millora que amb un resum del que s'ha treballat. Amb aquest projecte he tingut l'oportunitat d'aprendre molt i en moltes disciplines diferents, més enllà de la informàtica. Especialment en relació a les consideracions de gènere, que calen tenir sempre presents i sovint queden en un segon terme, com s'ha pogut evidenciar amb aquest treball. No obstant, el que voldria destacar per sobre de tot amb aquestes conclusions, és la importància en poder ser transversals a l'hora d'ensenyar i d'aprendre.

Des de que vaig començar a pensar i plantejar aquest Treball de Final de Grau a principis del 2020, he tingut molt de temps per parlar amb companyes i companys de classe sobre la consideració del gènere i com treballar-ho de forma constructiva al TFG, i no ha estat fins a trobar una persona amb aquesta capacitat, la Cristina Fernández, que he pogut desenvolupar-ho com volia.

De totes les converses prèvies amb companyes i companys, abans de començar el TFG, només en puc extreure la sensació que acadèmicament se'ns prepara per obtenir un resultat, per demostrar que som i sabem ser enginyers/es i en la majoria d'ocasions he vist reticència al canvi i a la innovació, per fer de forma diferent i millor les coses.

És paradoxal que a un grau on hem de fer servir l'enginy, aquest sigui el principal obstacle a l'hora de resoldre un problema, on per trobar solució als problemes es premia més la quantitat de coneixement que la capacitat creativa. Allò que d'infants ens fa ser únics i especials, d'adults ens impedeix avançar cap a un present més just, sostenible, igualitari i utòpicament, més feliç.

## AGRAÏMENTS

He de reconèixer que fa quatre anys, potser més i tot, que penso com i a qui agrair aquest treball. Han estat moltes hores dedicades a fer esborranys i reflexionar bé la combinació de paraules exacta per agrair a totes i cadascuna de les persones que m'heu ajudat a arribar fins aquí i que hi tingueu el vostre lloc. Us puc assegurar que mereixeu aquest espai, però encara no he estat capaç de trobar les paraules. Anna, família, amics i totes les persones que m'heu ajudat a arribar fins aquí, perdoneu que no hagi estat capaç de fer-ho millor. De tot cor us dic que alguna cosa he après de tots vosaltres, i que tot això és mèrit vostre per ser al meu costat. Continuem fent camí junts i trobaré les paraules.

Moltes gràcies Cristina per acceptar el repte que et vaig plantejar amb aquest treball, m'ho he passat molt bé fent-ho possible i has estat un pilar fonamental en tot moment.

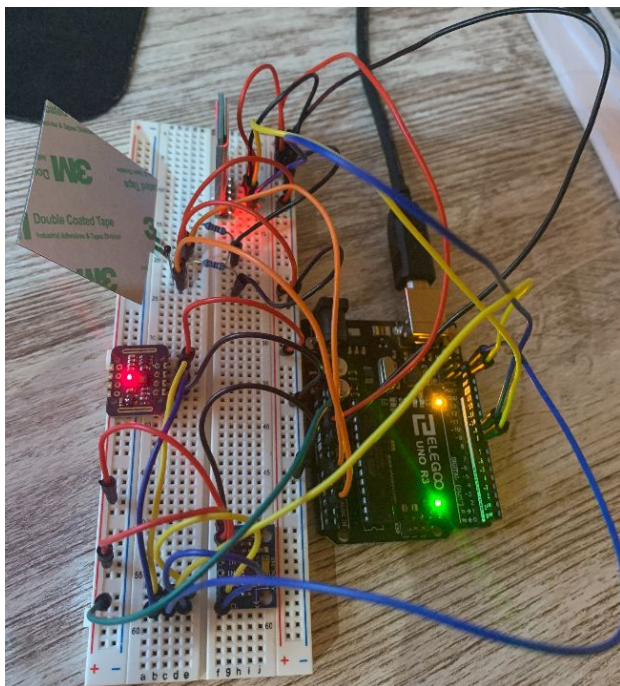
## REFERÈNCIES

- [1] Institut d'Enginyers Elèctrics i Electrònics. "IEEE P7003 - Algorithmic Bias Working Group". (2017). Recuperat de <https://sagroups.ieee.org/7003/>. Últim accés 2021-06-10.
- [2] D. Cirillo, S. Catuara-Solarz, C. Morey, E. Guney, L. Subirats, S. Mellino, A. Gigante, A. Valencia, MJ. Rementeria, A. Santuccion-Chadha, N. Mavridis. "Sex and gender differences and biases in artificial intelligence for biomedicine and healthcare". (2020). npj Digital Medicine 3, 81.
- [3] K. Hao. "AI is sending people to jail – and getting it wrong". (2019). Recuperat de <https://www.technologyreview.com/2019/01/21/137783/algorithms-criminal-justice-ai/>. Últim accés 2021-06-10.
- [4] C. Casado, M. Garreta, Y. Hassan, L. Martínez, E. Mor. "Interacció persona-ordinador". (2011). Fundació per a la Universitat Oberta de Catalunya. Barcelona.
- [5] Ministerio de Educación y Formación Profesional. "Igualdad en cifras MEFP". (2021). Recuperat de <https://www.educacionyfp.gob.es/eu/mc/igualdad/igualdad-cifras.html>. Últim accés 2021-06-10.
- [6] World Health Organization. "Maternal Mortality". (2019). Recuperat de <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/maternal-mortality>. Últim accés 2021-06-10.
- [7] C. Stewart. "Percentage of US Adults That Were Willing to Wear Technology That Tracks Select Health Statistics as of 2018". (2018). Statista. Recuperat de <https://www.statista.com/statistics/829479/willingness-to-wear-health-tracking-technology-us-adults/>. Últim accés 2021-06-10.
- [8] P. Bougia, E. Karvounis, DI. Fotiadis. "Smart medical textiles for monitoring pregnancy". (2007). Smart Textiles for Medicine and Healthcare. Materials, Systems and Applications. Pàgines 183-205.
- [9] J.M. Peake, G. Kerr, J.P. Sullivan. "A Critical Review of Consumer Wearables, Mobile Applications, and Equipment for Providing Biofeedback, Monitoring Stress, and Sleep in Physically Active Populations". (2018). Frontiers in physiology. Vol 9, pp 743, doi:10.3389/fphys.2018.00743
- [10] Nuvo Group Ltd. "Invu User Manual". (2020). Recuperat de <https://www.nuvocares.com/assets/downloads/InvuUserManual.Rev02.pdf>. Últim accés 2021-06-10.
- [11] A. Ullastres. "Wearable Devices in Health: Are We Ready?". (2020). Parc Taulí. Recuperat de <https://www.tauli.cat/institut/actualitat/vigilancia-tecnologica/2020/02/wearable-devices-in-health-are-we-ready/#1580733798470-e64637dc-3ace>. Últim accés 2021-06-10.
- [12] GlobalData. "Wearable Technology in Healthcare". (2019). Recuperat de <https://store.globaldata.com/report/gdmed-tr-s006--wearable-technology-in-healthcare-2020-thematic-research/>. Últim accés 2021-06-10.
- [13] Circuito.io. "Arduino Mega connectat a sensors de control prenatal". (2021). Recuperat de <https://www.circuito.io/app?components=9376,9376,9376,9836,10218,11286,149486,220687,395589>. Últim accés 2021-06-10.
- [14] Arduino.CC. "Tech Specs - Arduino Leonardo with Headers". (2019). Recuperat de <https://store.arduino.cc/arduino-leonardo-with-headers>. Últim accés 2021-06-10.
- [15] Arduino.CC. "Pinout Diagram - Arduino Leonardo with Headers". (2019). Recuperat de: [https://content.arduino.cc/assets/Pinout-Leonardo\\_latest.pdf](https://content.arduino.cc/assets/Pinout-Leonardo_latest.pdf). Últim accés 2021-06-10.
- [16] Vishay BCcomponents. "NTC Thermistors, Radial Leaded, Standard Precision (NTCLE100E3)". (2016). Recuperat de: <http://www.farnell.com/datasheets/2792960.pdf>. Últim accés 2021-06-10.
- [17] OHMITE. "FSR Series Force Sensing Resistor (FSR02)". (2019). Recuperat de: <https://docs.rs-online.com/437a/4700000007326396.pdf>. Últim accés 2021-06-10.
- [18] Maxim Integrated. "High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health (MAX30102)". (2018). Recuperat de: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>. Últim accés 2021-06-10.
- [19] SONGXIN LIGHT Store. "Módulo Sensor de oximetría de ritmo cardíaco (MAX30102)". (2021). Recuperat de: <https://es.aliexpress.com/item/4001042260742.html>. Últim accés 2021-06-10.
- [20] One Technology Way. "Data Sheet 3-Axis Digital Accelerometer (ADXL345)". (2015). Recuperat de: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL345.pdf>. Últim accés 2021-06-10.
- [21] B. Earl, K. Rembor, D. Nosonowitz. "ADXL345 Digital Accelerometer". (2015). Ada Fruit. Recuperat de: <https://learn.adafruit.com/adxl345-digital-accelerometer>. Últim accés 2021-06-10.
- [22] JNHuaMao Technology Company. "Datasheet V507 - Bluetooth 4.0 BLE module (HM-10)". (2013). Recuperat de: [https://components101.com/asset/sites/default/files/component\\_datasheet/HM10%20Bluetooth%20Module%20Datasheet.pdf](https://components101.com/asset/sites/default/files/component_datasheet/HM10%20Bluetooth%20Module%20Datasheet.pdf). Últim accés 2021-06-10.
- [23] Microcontrollerslab.com. "HM-10 Bluetooth Module – Interfacing Example with Arduino". (2021). Recuperat de: <https://microcontrollerslab.com/hm-10-bluetooth-pinout-arduino-interfacing-applications/>. Últim accés 2021-06-10.
- [24] Railwayscenics. "Rigid End Entry Black ABS PP3 9V Battery Snap Connector". (2021). Recuperat de: <https://www.railwayscenics.com/rigid-end-entry-black-abs-pp3-battery-snap-connector-p-3515.html>. Últim accés 2021-06-10.
- [25] P. Narczyk, K. Siwiec, W. Pleskacz. "Precision human body temperature measurement based on thermistor sensor". (2016). doi:1-5. 10.1109/DDECS.2016.7482451.
- [26] R.H. Al-Ashwal, A.R. Sazali. "Foetal Movement Detection and Characterization Based on Force Sensing". (2018). Current Science. Vol 115, No 4, pp 629-632, doi:10.18520/cs/v115/i4/629-632.
- [27] R. Aigner, A. Pointner, T. Preindl, P. Parzer, M. Haller. "Embroidered Resistive Pressure Sensors: a Novel Approach for Textile Interfaces". (2020). In Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '20). pp. 1-13, doi:10.1145/3313831.3376305.
- [28] LOOMIA Technologies, inc. "Loomia Mega Pressure Matrix". (2021). Recuperat de <https://www.sparkfun.com/products/17861>. Últim accés 2021-06-10.
- [29] M.S.H. Khlif, B. Boashash, S. Layeghy, T. Ben-Jabeur, P.B. Colditz, C. East. "A passive DSP approach to fetal movement detection for monitoring fetal health". (2012). In 11th International Conference on Information Science, Signal Processing and their Applications (ISSPA). pp. 71-76, doi:10.1109/ISSPA.2012.6310647.
- [30] M. Altini, P. Mullan, M. Rooijakkers, S. Gradl, J. Penders, N. Geusens, L. Grieten, B. Eskofier. "Detection of fetal kicks using body-worn accelerometers during pregnancy: Trade-offs between sensors number and positioning". (2016). Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. doi:10.1109/EMBC.2016.7591928.
- [31] Farmàcies ecocèutics. "Què és un oxímetre?". (2020). Recuperat de <https://www.ecocèutics.com/ca/respostes-de-salut/oxímetre/>. Últim accés 2021-06-10.
- [32] ACCIÓ - Agència per la Competitivitat de l'Empresa. "La Internet de les coses: tendències i protagonistes". (2019). Recuperat de <https://www.accio.gencat.cat/ca/serveis/banc-coneixement/cercador/BancConeixement/la-internet-de-les-coses-tendencies-i-protagonistes>. Últim accés 2021-06-10.
- [33] MDN contributors. "Bluetooth". (2021). Recuperat de <https://developer.mozilla.org/en-US/docs/Web/API/Bluetooth>. Últim accés 2021-06-10.
- [34] F.J. Mesa-Olmo. "Monitorización de un bebé mediante sensores". (2019). Recuperat de <http://openaccess.uoc.edu/webapps/o2/bitstream/10609/95306/7/fmesaofM0619memoria.pdf>. Últim accés 2021-06-10.
- [35] S. Amala, S. Mythili. "IoT based health care monitoring system for rural pregnant women". (2018). International Journal of Pure and Applied Mathematics. Vol 119, No 15, pp 837-843.

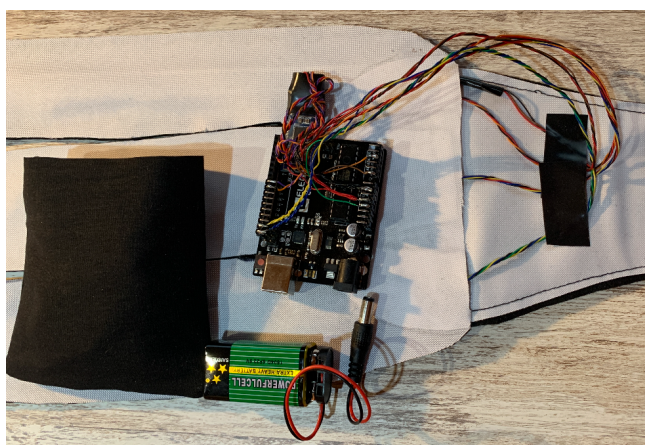


## APÈNDIX

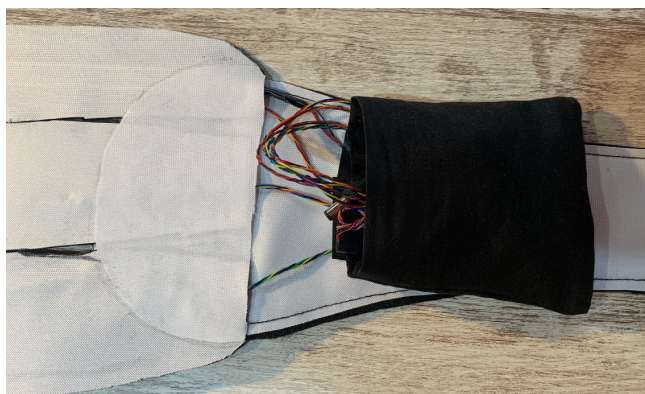
### A.1 Prototip sobre Protoboard



### A.2 Connectivitat de la Placa a la Maqueta



### A.3 Bossa de Protecció a la Maqueta



### A.4 Muntatge de la Maqueta Posterior



### A.5 Maquetació Frontal

